Zur Problematik der Verträglichkeit homo-hetero- und alloplastischen Materials unter besonderer Berücksichtigung in der Kieferchirurgie

DOBRIVOJE TOMIC

1969

Dissertationsdruck F. Frank, 8 München 13 Zieblandstr. 39 Tel. 597 397

Aus der chirurgischen Klinik der Universität München
Direktor: Prof. Dr. Zenker

ZUR PROBLEMATIK DER VERTRÄGLICHKEIT HOMO-HETERO-UND ALLOPLASTISCHEN MATERIALS UNTER BESONDERER BERÜCKSICHTIGUNG IN DER KIEFERCHIRURGIE

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
in der
Zahnheilkunde
verfaßt
und
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität
zu München

vorgelegt
von
Dobrivoje Tomic
aus
München

1967

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität zu München

Referent:	Doz. Dr. A. Meyer
Coreferent:	Prof. Dr. Zenker
Dekan:	Prof. Dr. Kiese

Tag der mündlichen Prüfung: 4.4.1967

Meiner Frau gewidmet

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
I.	Geschichtlicher Teil	1
a)	Geschichte des Knochenersatzes im Kieferbereich	3
II.	Allgemeiner Teil	5
a)	Indikation für Implantatgut	5
1.	Homoplastisches Implantatgut	5
2.	Heteroplastik	6
3.	Das Wesen des Kieler Spans	7
4.	Alloplastik	9
III.	Problemstellung	
1.	Endogene Faktoren der Korrosion	13
2.	Exogene Faktoren der Korrosion	22
3.	Mechanische und biologische Folgeerscheinungen	22
4.	Untersuchungsergebnisse alloplastischer Implantata von LHOTSKY	23
5.	Unterkiefer-Implantat nach KIRSCHNER	24
IV.	Implantatmaterial	27
a)	Knochenplastik	27
1.	Homoplastik	28
2.	Heteroplastik	28
3.	Alloplastik	29
V.	Zusammenfassung	37
VI.	Literaturverzeichnis	41
	Lebenslauf	

I. GESCHICHTLICHER TEIL

In dem Buch von GURLT ist schon 1862 eine stattliche Zahl von Einzelfällen mitgeteilt, bei denen das Auffrischen und Resezieren der Bruchenden, die Nagelung, Verschraubung und die Drahtnaht versucht worden sind (MÜLLER).

Schon im vorigen Jahrhundert wurde von KNILACH und HUGH THOMAS die Knochennaht für die Behandlung der Unterkieferfraktur implantiert.

Noch 1927 schrieb WASSMUND, die Drahtnaht sei die "ULTIMA ratio" der Knochenbruchbehandlung. Er verwendete den damals noch üblichen Aluminiumbronzedraht von 0,6 - 0,7 m/m Stärke. (WACKERBAUER).

Die Drahtnaht war bis einschließlich des 2. Weltkrieges gefürchtet, weil die Erfolge mit ihr sehr unsicher waren. Das lag einerseits an den damals noch verwendeten Aluminiumbronzedraht, andererseits an der oft zu langen Liegedauer. Auch hatte man noch keine Antibiotica. Seit Drähte aus nichtrostendem Staht verwendet werden, hat sich die allgemeine Erfolgsziffer für die Drahtnaht erhöht. (WACKERBAUER)

In der amerikanischen Literatur nimmt die Kiefernagelung großen Raum ein (external-pin-fication, sceletal-pin-fication). Es werden Schrauben oder Nägel bds. der Fraktur in den Knochen eingetrieben - percutan oder nach Eröffnung unter Sicht des Auges. Das Prinzip wurde 1897 von PARKHILL für lange Röhrenknochen entwickelt, von ROGER ANDERSON 1936 übernommen und von CONVERSE und WAKNITZ 1941 für den Unterkiefer verwendet. Modifikationen erschienen:

1941 von BERRY, GRIFFIN, MOWLEN, BURTON, 1942 von WALDRON, 1943 von CLOUSTEN, WALKER, POHL (1941 PENN und BROWN 1943) benutzten Hakenschrauben statt Nägeln und THOMA entwickelte 1945 die Knochenklammern, (Internal clamp.) für besonders dünne Knochenlamellen, z.B. des Kieferwinkelbereiches.

MEAD und SELFRIDGE verbesserten 1953 diese Klammern nur percutanen Anplikation (BERGER).

Vor etwa 12 Jahren wurde von RAUSCH undSTANISCHEFF eine Nagelungsmethode entwickelt. Sie wurde angewandt bei Mehrfachfrakturen des ungünstig bezahnten oder unbezahnten Unterkiefers im Corpus-Bereich, bei Kieferwinkelbrüchen. Diese Methode kommt an Stelle einer Knochennaht (WACKERBAUER).

In Deutschland ist es MATHIS, der die percutane Osteosynthese des Veterinärchirurgen BECKER in der Humanmedizin eingeführt hat. In die Knochenfragmente werden Spezialschrauben eingedreht, die einen gewissen Abstand besitzen müssen, damit die Zwischenschicht nicht nekrotisch wird. Ein Freilegen des Knochens ist nicht unbedingt nötig (FRENKEL, BERGER).

Nach der Entwicklung des Kieler Knochenspans durch MAATZ und BAUERMEISTER in den Jahren 1953 - 1955 ist die Knochenbank noch besser in der Lage, ihre Notwendigkeit zu behaupten. Mit diesem heterogenen Knochengut z. B. in Form von Stiften als Dauerimplantat werden gute Heilungserfolge erzielt. (BAUERMEISTER, FRIEDRICH, BERGER).

GESCHICHTE DES KNOCHENERSATZES IM KIEFERBEREICH

Die ersten Versuche des Unterkieferersatzes gehen bis zum Jahre 1895 auf GLUCK und WARNEKROS zurück und strebten - unter dem Eindruck der sich damals gerade erfolgreich entwickelnden zahnärztlichen Prothetik - die Verwendung alloplastischer Materialien an. Gold wurde von GLUCK, WARNEKROS, GARRE und HOFFMANN verwandt, Stahl durch GARRE, Magnesium von PAYZ, auch Metallnetze aus Gold, Silber, Platin und Aluminium, Zelluloid von BERNDT und HELFERICH, Horn von REHN und WAKABAIOSKY, Elfenbein von KOENIG, ROLLOFF, SUDECK, SCHRÖDER, KLAPP, PICHLER, JENCEL und LEHNE und schließlich Kautschuk von SCHRÖDER und KLEINSCHMIDT. Die erzielten Ergebnisse waren nicht sehr ermutigend.

BORDENHEUER versuchte 1891 den Kieferdefekt durch Knochentransplantation zu überbrücken. 1908 überbrückte LEXER einen Unterkieferdefekt von 10 cm Länge mit gutem Erfolg durch einen autogenen Rippenspan. Dann kamen die Arbeiten von TILLMANN (1908 - 1910), HACKER (1909), ESAU (1910) und ERDENLEIN (1910).

In den Jahren 1908 bis 1951 war es dann GEORG AXHAUSEN, der durch tierexperimentelle und klinische Studien eine biologische Zweckmäßigkeitsskale der verschiedenen Stoffe für den Transplantationsbedarf erarbeitete. Im Jahre 1949 berichteten GERSHKOFF und GOLDBERG über sogenannte Implantatprothesen für zahnlose Unterkiefer unter Verwendung von Vitallium.

Mit den subperiostalen Gerüstimplantaten ebenso wie durch die Kunststoffe der Plexiglasreihe sind die alloplastischen Materialien heute in die Operationsräume der Kiefer- und chirurgischen Kliniken zurückgekehrt (SCHLEGEL).

Daneben entwickelten sich in den letzten zwei Jahrzehnten sogenannte "Knochenbanken" analog den Blutbanken. Hier kann konserviertes Knochenmaterial für chirurgische Zwecke jederzeit übernommen werden. (SCHLEGEL)

Außer Tantal (MAZZIANI), das neben den Cr Co Mo - Legierungen bei subperiostalen Gerüstimplantationen bevorzugt wird, erscheinen gerade die Cr Co Mo - Legierungen fast ohne Fe (Co 5 % bei WISIL) am vorteilhaftesten, wobei die mechanischen Eigenschaften und die besonders hohe Korrosionsbeständigkeit ins Gewicht fallen (KAUTH).

II. ALLGEMEINER TEIL

Keines der implantierten homo-hetero- oder alloplastischen Materialien im Kieferbereich kann als ideales Implantatgut betrachtet werden. Es erwächst dem Chirurgen immer die Pflicht, im Einzelfall das am besten geeignete Gewebe oder alloplastische Stoffe als Implantatgut zu verwenden, wenn er maximale Erfolge erreichen will.

Im allgemeinen Teil dieser Arbeit wird von der Verträglichkeit implantierter Homo-, Hetero- und Alloplastik bei Osteosynthese und Behebung von Defekten im Kieferbereich gesprochen und im speziellen Teil die Verträglichkeit von Gerüstimplantaten bei prothetischer Versorgung beider Kiefer sowie die Problematik behandelt.

1. Indikation für Implantatgut

Nach SCHLEGEL, REICHENBACH, AXHAUSEN und anderen Autoren sind die homo- hetero- oder alloplastischen Materialien im Kieferbereich wie folgt indiziert:

a) bei Osteosynthesen
b) zum Alveolarkammaufbau
c) zum Verschluß der Knochenwunde nach Apektomien
d) zum Ausgleich vom Alveolarkamm-Einbeziehung aus ästhetischen Gründen und bei speziellen kieferchirurgischen Arbeitsmöglichkeiten
e) Tuberplastik bei rezidivierender Luxation des Kiefergelenkes
f) zum Überbrücken der Alveolarfortsatzlücke bei Lippen-, Kiefer-, Gaumenspalten und anderen Knochendefekten.

Als umstrittene Indikationen seien noch genannt die Implantate bei Osteomyelitis und Paradentose zur Anregung der Osteogenese (SCHLEGEL).

a) Homoplastisches Implantatgut:

Unter dieser Bezeichnung versteht man menschliches Knochen- und Knorpelgewebe (SCHLEGEL, AXHAUSEN, EWDOKIMOW, NIKANDROW, WASSILEW).

Homoplastik scheint biologisch alle Vorzüge auf sich zu vereinen: praktisch stehen ihrem Einsatz aber doch gelegentlich erhebliche Bedenken entgegen. Nach SCHLEGEL kann nach einer Kieferresektion wegen eines malignen Blastoms

die vorgesehene Nachbestrahlung durch ein frühzeitiges homoplastisches Implantat erschwert werden, zur Spanosteomyelitis mit allen ihren Unannehmlichkeiten und zum Tumorrezidiv im "Knochenschatten" des Spanes führen.

Knorpelteile, die z. B. bei Ohrkorrekturen abfallen, werden als Implantatgut im Kieferbereich eingepflanzt. BRACHMANN berichtet über gute Erfolge bei Kieferkammkorrekturen für Brückenprothetik.

Schwierigkeiten im Sinne einer Wundheilstörung oder ähnl. sind sehr selten. Sie werden nur dann beobachtet, wenn die Spangröße zu umfangreich gewählt wurde oder dieWeichteildecke des Spanes zu dürftig ist.

EWDOKIMOW, NIKANDROW und WASSILEW in der Sowjetunion bevorzugen homoplastisches Material und sehen außer den erwähnten Komplikationen bei der Bestrahlung keine nennenswerten Nachteile.

b) Heteroplastik:

Unter dieser Bezeichnung versteht man tierisches Implantatgut (Knochen-Knorpelgewebe).

Nach dem heutigen Stand der Konservierungsmethode bei tierischen Knochen- und Knorpelgeweben und der geringfügigen Nachteile wegen wird die Verwendung dieses Implantatgutes vor homoplastischem Material bevorzugt. Das trifft insbesondere beim sogenannten "Kieler Knochenspan" wegen seiner einfachen Haltbarkeit und des großen Verwendungsradius zu. Aus dem Vorrat lagerfähigen Spanmaterials in der Knochenbank kann die geeignete Spanform und -größe präoperativ herausgenommen werden.

SWEIBERER und AXHAUSEN berichten über die erfolgreiche Verwendung von "Kieler Knochenspan" im ersatzstarken knöchernen Lager. Ob die Knochensponi sa eine osteogenetische Potenz besitzt, wurde nicht nachgewiesen.

Wird das Periost vom Knochen abgehoben, so verliert es beim Ausgewachsenen seine osteogenetische Potenz weitgehend, selbst dann, wenn es anschließend wieder auf den Knochen zu liegen kommt. (AXHAUSEN)

AXHAUSEN hat 12 Präparate untersucht, in denen Perioststücke abgelöst und wieder auf den Knochenspan aufgelegt worden waren. In 7 von ihnen fehlte jede subperiostale Knochenbildung, bei den anderen 5 war sie nur spärlich vorhanden.

Warum die osteogenetische Potenz des Periostes unter der Ablösung so leidet, ist nicht ganz klar. Einmal wird es zweifellos mechanisch geschädigt. Er vermutet aber, daß auch der biologische Mechanismus der Aktivierung in seinem Ablauf behindert wird, wenn der organische Zusammenhang zwischen dem Gewebe zerstört ist.

AXHAUSEN behauptet, daß das nekrotische Knochengewebe später eine stimulierende Wirkung auch auf die jungen Bindegewebselemente der weiteren Umgebung ausübt. Überpflanzt man nämlich ein Knochenstück dessen Zellen zuvor durch Kälteeinwirkung abgetötet worden sind, das aber sonst nicht verändert ist, so heilt es einfach passiv ein. Es findet zunächst keinerlei Knochenbildung statt. Die erste osteogenetische Phase fällt durch den Kältetod der knochenbildungsfähigen Zellen des Transplantates aus. Nach etwa 14 Tagen kommt dann erst eine deutliche Resoption in Gang. Im Lagergewebe bilden sich große mehrkernige Osteoblasten, die den Knochen energisch abbauen. Erst nach etwa 4 Wochen treten dann auch Osteoblasten und damit eine echte Knochenneubildung auf.

Konservenknochen sind praktisch stets verfügbar, lange lagerfähig und vom Lagergewebe her substituierbar, da ihre allergene Komponente weitgehend schon durch die Konservierungsverfahren abgeschwächt und durch eine sinnvolle Zusatztherapie mit Kortisonderivaten sogar praktisch ganz aufgehoben werden kann. Die Resorbierbarkeit der Fremdimplantate ist aber gleichzeitig ein Nachteil dann, wenn vom Implantat dauernde Belastungsfähigkeit verlangt wird.

Auch die fehlende Osteogenese des Fremdspanes, seine damit schlechtere bzw. verzögerte Verbindung zum Eigenknochen im Kontaktgebiet schränkt den Wert ein. Hierzu kommt die erhöhte Infektionsanfälligkeit, da der Kreislaufanschluß ausbleibt bzw. erst durch einsprossende Kapillaren des Spanbettes langsam ersetzt werden muß.

"Kieler Knochenspan" aus Kompakte ist nach einigen Autoren(WANKE, HAAS) resorbtionsanfällig während ein Spongiosaspan(PENN, KOCH) dagegen gute Resultate bietet. (BAUMEISTER, FRIEDRICH). Einen Nachteil jedoch hat der Spongiosaspan gegenüber dem Kompaktaspan in Bezug auf Stabilität.

Das Wesen des Kieler Spans

Die Knochensubstanz ist gegen eine Unterbrechung der Ernährung so empfindlich, daß auch bei der autoplastisch-lebend-warmen Soforttransplantation alle Knochenzellen absterben. Unter günstigen Bedingungen finden aber die Kapillaren der überlebenden Weichteilgewebe des Transplantates bereits nach

4 Tagen einen vollständigen Durchblutungsanschluß an die Kapillaren des Wirtes und bereits zu gleicher Zeit sind die Zellkerne der Knochenzellen fermentaktiv aufgelöst. Zu dieser Zeit ist also das Knochengerüst des Transplantates tot. Die überlebenden Weichgewebe bilden sowohl angiogen als auch in verschiedenem Maße auf dem Wege des schleichenden Ersatzes neuen, lebenden Knochen, das tote, durchaus tragfähige Gerüst "schleichend" ersetzt.

Dieser Vorgang des schleichenden Ersatzes läuft im Prinzip bei einem abgetöteten autoplastischen oder einem homoplastischen Span genauso ab.

Beim heteroplastischen Span sind alle Antigene so stark, daß bindegewebige Einscheidung und Resorbtion in der Mehrzahl der Fälle eintreten. Befreit man aber die Hartsubstanz des heterologen Materials von allen Weichgeweben bis in die Knochenzelle hinein und denaturiert das restliche Eiweiß der Fibrillen, so bietet sich dieses Transplantat dem Granulationsgewebe des Empfängers zur sauberen, schleichenden Substitution an. Das Ausmaß dieser Knochenneubildung, die selbstredend auf die Anwesenheit eines Gewebes mit osteogenetischer Potenz angewiesen ist, ist bei richtiger Auswahl des Spenders ganz sicher der Knochenneubildung im Bereich einer Autoplastik überlegen (MAATZ).

Tierexperimentelle Erfahrungen zeigten, daß der spongiose Kieler Span dazu in der Lage ist, nach Implantation in eine Muskelwunde deren Gewebe zu einer metaplastischen Knochenneubildung und damit zu einem knöchernen Spanersatz anzuregen.

HAASCH konnte später die von BAUMEISTER experimentell gewonnenen Erfahrungen durch intramuskuläre Implantationen beim Menschen bestätigen.

Experimentell gewonnene und klinische Erfahrungen hatten ergeben, daß im Bereich eines regenerationsunfähigen Weichgewebelagers Kallusbildung und knöcherne Substitution von lebenden Lagerknochen her nahezu ebenso rasch in dem spongiosen Kieler Span eindringen können, wie die peripher im ersatzunfähigen Weichgewebe einsetzende bindegewebige Resorbtion ihn von dort her abbaut.

Tierexperimentelle und klinische Erfahrungen hatten bestätigt, daß die dem Kieler Span innewohnende ungewöhnlich intensive Kallusbildung im Endeffekt ausschließlich der Spongiosa, ganz besonders der feinmaschigen zu eigen ist, nicht aber der Kompakta. (BÜRKLE de la CAMP, MAATZ, HASEL).

In der Sowjetunion wird bei Defekten im Unterkiefer Eigenknochen bevorzugt, da nach EWDOKIMOW NIKANDROW und WASSILEW die beste Heilung und Verträglichkeit gewährleistet ist. Als alloplastisches Material empfehlen die genannten Autoren ein Kunststoff AKR - 7 als gut verträglich für das umliegende Gewebe. Metallische Körper dagegen lehnen sie grundsätzlich ab.

Ein Hauptproblem dabei stellt die Fixation und Ruhestellung während des Zusammenwachsens des Implantates mit seiner Umgebung dar. Das ist aber mit verschiedenen Fixierungsapparaten heute bereits sehr gut möglich. Um gebrochene oder fehlende Kieferteile mit Implantatgut zu fixieren, empfehlen die erwähnten Autoren Stahldraht aus rostfreiem Material namens IX18H9T, Stärke 0,4 - 0,8 m/m.

Die Verwendung von Fremdknochen wird abgelehnt wegen der mangelnden Möglichkeit einer chemischen Präparierung zu Aufbewahrungszwecken.

Die Verwendung von Knorpelmaterial in der Kieferchirurgie von Menschen oder auch Tieren (Kalb, Kuh) ist in der Sowjetunion weit verbreitet. Man kann das Implantatgut von Menschen gewinnen, die 4 - 20 Stunden tot sind unter Berücksichtigung aller Regeln der Asepsis. Kontraindiziert sind Leichen von Malariakranken, Tbc, Syphilis und anderen Infektionskrankheiten, sowie malignen Tumoren und Pneumonie. Am geeignetsten sind verstorbene Herzkranke zwischen 18 und 45 Jahren, um Knorpelimplantat-Material zu gewinnen. Das Knorpelmaterial wird in Ringer'scher Lösung bei Temperaturen von 4 - 5° aufgewahrt. Am ca. 20 Tag nach dem Einlegen ist die Verwendungszeit am günstigsten.

Das gleiche gilt für tierisches Knorpelgut (EWDOKIMOW, WASSILEW).

c) Alloplastik

Unter dieser Bezeichnung stehen alle metallischen und plastischen Stoffe, die als Implantatgut verwendbar sind.

Die Implantierung von Metallischen Körpern sei es in Form von Draht, Schrauben, Bolzen, Spindeln mit endständigem Gewinde oder Blättchen hat heute eine starke Verwendungstendenz.

Bei Metallen, die als Drähte, Nägel oder Schrauben mit dem Knochen an der Bruchstelle und dem Kallus im Bruchspalt in Berührung kommen, interessiert

die Unlöslichkeit, Homogenität, mechanische Festigkeit, der feste Sitz im Knochen, die Oberflächenbeschaffenheit und ihre Liegedauer.

Besonders die Fähigkeit des Implantats, Ionen in das umgebende Ph-Milieu des Gewebes abzugeben, gilt heute allgemein als eine der wesentlichen Ursachen für die Unverträglichkeit von Metallimplantaten. Dies führt zu einer toxischen Schädigung des Gewebes, der Metallose, die eine Kallusbildung und Konsolidierung stark verzögern kann (BÖHLER, BÜRKLE de la CAMP, zit. WAK-KERBAUER).

TRAUNER schreibt von Mißerfolgen bei Drahtung:
Er beobachtete Atrophie und Sequesterbildung. Verschiedene Patienten klagten über Schmerzen und Bewegungsstörungen. REICHENBACH sah nach der Drahtung manchmal Nekrose des Kondylus, die er auf die zu starke Immobilisation zurückführt (zit. WACKERBAUER).

Bei perkutaner Osteosynthese werden heute Schraubenstifte aus rostfreiem Stahl mit großem Erfolg verwendet. Es handelt sich um eine "External-pin-fixation" (Thoma), die ursprünglich von BAUER in der Tiermedizin entwickelt wurde und später von MATHIS in der Humanmedizin Platz bekommen hat (FRENKEL). Dabei bevorzugte FRENKEL Schrauben mit metrischem Gewinde, von denen mit sogenannten Holzschraubengewinde. Besonders bei Knochenanteilen, die nur dünne Corticalisplatten besitzen, z. B. der Ramus ascendeus im Bereich der Incisura semilunaris wird mit dem metrischen Gewinde ein fester und dauerhafter Halt erzielt. Die resorptiven Prozesse im allgemeinen sind sehr gering. Komplikationen können auftreten, wenn die Schrauben zu dicht am Bruchspalt eingeschraubt werden und nur eine dünne Knochendecke zwischen Schraube und Frakturspalt besteht. Dann kann es zu einer Lockerung derselben kommen.

Deshalb muß ein Abstand von 1, 5 - 2 cm vom Bruchspalt gefordert werden. Ein weiteres Problem kann es bei bezahntem Kiefer geben; da muß ein genügender Abstand von periapicalem Raum bestehen (FRENKLER) (HARNISCH).

Osteosynthese ist heute nicht mehr verpönt, weil man Antibiotica hat. Sie ist recht brauchbar, bringt aber nicht für alle Fälle genügende Fixierung. Als geeignete Methode bevorzugt HARNISCH die der Knochennagelung mit Schrauben aus rostfreiem Stahl, wie die von FRENKLER vorher erwähnte. HARNISCH warnt vor zu schnellem Drehen beim Löcherbohren und Schraubendrehen. Eine zu starke Erhitzung kann zur Knochennekrose führen.

Bei der Frage, wie reagiert Knochengewebe auf die Insertion von Befestigungsschrauben gab es von WEINMANN folgende Antwort: Unterschiede bestehen, wenn die Schraube nur in der Kompakta verankert ist oder ins Knochenmark eindringt. Die Erfahrungen in der orthopädischen Chirurgie haben gezeigt, daß im ersten Fall keine nennenswerte Reaktion erfolgt, während im zweiten Fall Resorptionserscheinungen häufig sind (KALLENBERGER u. MAEGLIN).

OBWEGESER gab zu bedenken, daß die durch die perkutan geführten Schrauben zwangsläufig gesetzten Hautdefekte sicher kleine aber doch sichtbare Narben hinterlassen, die dann vom Patienten als besonders unangenehm emfpunden werden (HAYM).

HAYM führt folgende Probleme bei der Durchführung der Metallschrauben bei einer Osteosynthese an:

a) An der Außenseite der Mandibula verläuft Art. facialis, die bei Einführung der Schraube nicht verletzt werden darf (auch OERTEL),

b) Mandibularkanal und Mandibularnerv dürfen nicht berührt werden, ebenso wie das Foramen mentale.

c) Bei Kindern besteht die Gefahr der Zahnkeimverletzung, so daß das Einführen von Schrauben überhaupt nicht in Frage kommt.

d) Kontrainidiziert ist eine Implantierung von Schrauben bei allen Knochensystemerkrankungen wie Osteoporose, Osteomalaxie, Osteodystrophia generalisata, auch bei Hypothyreoidismus.

HOPFER und ARLOTTA berichten über die Verwendung von Metallplättchen (VITALLIUM) bei Osteosynthese, die unter dem Periost mit Schrauben befestigt werden.

Bei Verwendung an 37 Patienten berichten die Autoren über gute Erfolge und keine nennenswerten Nachteile.

III. PROBLEMSTELLUNG

Das Problem verlorene Kieferknochen zu ersetzen besteht aus einer Synthese technischer und biologischer Gegebenheiten (SCHLEGEL).

Technisch liegt die Problematik darin, einen Stoff zu verwenden der

a) über eine genügende Stabilität und Elastizität verfügt, der

b) so verformbar ist, daß die ursprüngliche Gestalt wenigstens weitgehend wiederhergestellt werden kann und der

c) die aus ärztlicher Indikation erforderliche postoperative Behandlung nicht stört.

Biologisch gilt es zu erreichen, daß

a) das Implantat reaktionslos einheilt und auch bei längerer Liegezeit keine krankhaften Gewebsreaktionen auslöst,

b) Form und Struktur des Implantates erhalten bleiben oder durch hochwertiges körpereigenes Gewebe substituiert werden,

c) eine Belastung durch Prothesen möglich ist,

d) keine pathergische Reaktion des Empfängerorganismus ausgelöst wird (SCHLEGEL).

Nach Schlegel kommt eine Implantation in Frage, wenn
eine angeborene Fehlform vorliegt,
ein erworbener Knochendefekt vorhanden ist,
eine erworbene Weichteilanomalie besteht,
die durch Hartsubstanzeinlagerung verbessert werden kann.

Als ein Problem zur Eingliederung eines Implantates in Ober- oder Unterkiefer ist auch die Psyche des Patienten zu betrachten. Der Patient muß körperlich und geistig gesund sein. Er muß sich freiwillig zur Implantatoperation entschließen. Der Gegenkiefer muß auch eine totale Prothese tragen; sind noch einige Zähne mit partieller Prothese vorhanden, so ist der Kaudruck auf das Implantat zu stark, es treten die von einigen Autoren beschriebenen Knochenatrophie, Ablösung und Wucherung der Gingiva, Fistelbildung und Schmerzen auf. Besonders beachtet werden muß, daß der Unterkiefer sich im Zustand absoluter Ausheilung befindet. Zahnextraktionen, insbesondere solche mit Knochenverlust müssen mindestens 6 Monate zurückliegen (Ritter).

Bei neuen Patienten sind, psychisch gesehen, die Angaben über bereits eingegliederte Implantata sehr wichtig und nützlich. Reizbarkeit auf Grund von Kleinigkeiten, Affektlabilität, unbegründete Kritik an der Prothese, Ermüdbarkeit, Ungeschicklichkeit sind wichtige Hinweise gegen eine Implantatprothese (RITTER).

Nach langfährigen Erfahrungen und eigenen histologischen Befunden aus Tierversuchen schreibt REICHENBACH über die Problemstellung alloplastischer Implantate folgendes:
der Schwerpunkt der Betrachtung liegt auf den beiden Fragen, nämlich

1) der Schleimhautanlagerung an die perforierenden Pfeiler und

2) der Reaktion des Knochens auf die Implantate.

Während der Ausgang der Tierversuche die zur Diskussion stehende Methode in einem günstigen Licht erscheinen läßt, ergibt die Nachuntersuchung von Patienten einen weniger positiven Aspekt.

Bei anfänglich reaktionslosem Verhalten traten an der Schleimhaut nach verschieden langer Tragezeit entzündliche Veränderungen auf.

Aus klinischen Beobachtungen und aus dem Röntgenbild läßt sich ferner erkennen, daß das Implantat - ebenfalls in Abhängigkeit von der Tragezeit - langsam absinkt (REICHENBACH).

Vom Standpunkt der Therapie ist das Resultat einer Implantation dann befriedigend, wenn das Implantat mit Erhalt seiner Gewebsstruktur (Idealfall) einheilt;

oder bei allmählichem Gewebsuntergang eingebaut, bzw. langsam durch körpereigenes, nicht unbedingt histologisch gleichartiges, aber funktionell ersatzfähiges Gewebe substituiert wird;

oder wenn es eine völlige Umkapselung durch Bindegewebe erfährt (SCHLEGEL).

Als "Mißerfolge" werden praktisch nur jene Fälle zu buchen sein, bei denen das beabsichtigte Operationsziel "KNOCHEN-ersatz zu schaffen" nicht erreicht wurde infolge:

- sofortiger totaler Ausstoßung des Implantates unter Eiterentleerung,
- verspäteter, vielleicht nur teilweiser Abstoßung bei Eiterung (chronische Fremdkörpereiterung) wobei in diesem Fall durchaus ein voller oder Teilerfolg bestehen bleiben kann,
- primärer Einheilung aber dann so rasch fortschreitender Resorption, daß ein Umbau und körpereigener Ersatz nicht Schritt halten kann (SCHLEGEL).

Aus dieser knappen Übersicht ergibt sich schon, woher dem Implantat in erster Linie Gefahr droht.

Die Anfälligkeit des Implantates gegenüber bakteriellen Noxen ist um so größer, je länger die Revascularisation auf sich warten läßt. Ist nämlich erst einmal wieder der Anschluß zum körpereigenen Kreislauf hergestellt, dann können mit dem Blutstrom ausreichend Abwehrstoffe herangeführt werden.

Dieser Gesichtspunkt spielt auch bei der modernen Chemotherapie eine wesentliche Rolle. Parenterale oder enterale Antibiotika sind sinnlos im Hinblick auf das Transplantat selbst zum Zeitpunkt der frischen Mundsetzung. Zu diesem Termin können alle Bakteriostatika auf dem Gefäßweg nur bis in die Peripherie des Spanes gelangen. Erst mit der fortschreitenden Gefäßaussprossung verschiebt sich diese Grenze zum Implantat hin (SCHLEGEL).

Auch bei peripheren Durchblutungsstörungen infolge eines Herz- oder Gefäßschadens wird die Aussicht auf einen regelrechten Heilverlauf schlechter.

Komplikationen, die bis zu 72 Stunden nach der Operation auftreten können, teilt M. OULIE in zwei Abschnitte: primäre und secundäre Komplikationen:

1) Primäre Komplikationen:

   a) allgemeine Zwischenfälle, die sonst in der gesamten Chirurgie vorkommen, im wesentlichen Kreislaufschwierigkeiten und cerebrale Hypoxien. Eine Praemedikation ist notwendig.

   b) Spezifische Komplikationen wie Blutungen und unbeabsichtigte Knochenverletzungen.
   Eingriffe in der Implantat-Chirurgie sind recht blutig aber die Blutungen sind durch Kompression in kurzer Zeit zu beherrschen.

Eine Praemedikation ist notwendig. Sonst sind Blutungen aus den Knochen selten.

Unbeabsichtigte Knochenverletzungen kommen bei endossalen und transossalen Plantaten vor. Die metallenen Retentionselemente können in die Kieferhöhle oder in die Nasenhöhle eindringen, sie können im Unterkiefer den Mandibularkanal erreichen oder sie können vestibuläre Knochenlamellen absprengen.

Häufig ist die Crista alveolaris stark resorbiert und damit auch eine Verankerung in Frage gestellt.

Wenn im Schneidezahnbereich Retentionen im Knochen angebracht werden kann beim Einbruch in die Nasenhöhle versucht werden, die Knochenschraube ein wenig zurückzudrehen und, wenn eine genügende Retention erreicht ist, das Implantat zu belassen.

Zu Verletzungen des Mandibularkanals kann es auch kommen. Der Kanal verläuft zwischen seinen beiden Foramina von der oralen zur vestibulären Seite, zum größten Teil aber mehr auf der lingualen Seite. In der Vertikalen ist bei Zahnlosen die Crista alveolaris stark resorbiert und dem Kanal recht nahe. 7 mm Knochen zu der Vertikalen sollte aber zur Retention des Implantates vorhanden sein. Kommt es doch zu dem Einbruch in den Kanal, so kann es sich um eine Kontusion, eine Kompression und auch um eine Durchtrennung des Nervus mandibularis handeln. In allen drei Situationen muß das Implantat entfernt werden.

2) Sekundäre Komplikationen:

Postoperatives Ödem und Wundinfektionen hängen wie in der gesamten Chirurgie ab von der Dauer und dem Umfang des Eingriffs. Kaum ein Ödem zeigt sich beim enossalen Implantat, es verstärkt sich beim transossalen und ist am stärksten beim juxtaossalen Implantat. Es tritt auch häufiger nach Eingriffen am Unterkiefer auf.

Für eine Infektion bietet das Mundhöhlenmilieu einen günstigen Nährboden. Eine gute Asepsis und die Medikation eines Breitbandantibiotikums werden saubere Verhältnisse erhalten. Als neurale Störungen sind Anästhesie des Nervus mentalis oder das Syndrom des Nervus mandibularis zu betrachten. Eine Anästhesie kommt durch Zerrung des Nerves zustande und ist durch entzündungshemmende Mittel und Medikation des Vitamin B-Komplexes zu beseitigen.

Schwerwiegender ist das Syndrom im Anschluß an eine Quetschung oder Durchtrennung des Nervus mandibularis. Beide können sich manifestieren in

- einem Irritations-Syndrom mit entweder typischen Beschwerden wie neuralgiforme Schmerzen, Schmerzen im Ohr, Zungengrund oder Oberkiefer,
- oder atypischen Beschwerden an entferntem Ort, Störungen der Vasomotoren im Gesichtsbereich,
- oder in einem Durchtrennungssyndrom mit einer Anästhesie im Bereich des Nervus mandibularis einschließlich der Unterlippe.

Beide Syndrome können vergesellschaftet sein und eine "hyperästhetische Anästhesie" zeigen (M. OULIE).

Bei der Anfertigung von partiellen subperostalen Implantaten ist die Knochenfläche des als Fundament dienenden zahnlosen Kieferkammes viel kleiner und im Zusammenhang damit sind auch die biomechanischen Verhältnisse viel ungünstiger als bei einem Vollzahnersatz. Eine der Eigenarten ist, daß im Oberkiefer - im Gegensatz zum Unterkiefer - eine mit starker, kompakter Kortikalis versehene Knochenbasis fehlt. Ein anderer ungünstiger Faktor ergibt sich dadurch, daß bei einem Fehlen der oberen Seitenzähne der Sattel des Kieferkammes fast immer viel näher zur Mediansagittalebene zu liegen kommt, als der Bogen der Kauflächen der antagonistischen natürlichen oder künstlichen Zähne (KOVACS - S. ZIRMAK).

In der Vergangenheit scheiterten endlich immer wieder alle Versuche, Fremdstoffe zu implantieren. Der von AXHAUSEN formulierte Gedanke, nur die freie Autoplastik sei im Interesse unserer Kranken klinisch vertretbar, galt lange als kieferchirurgisches Dogma. Dabei hatte LEXER schon in der Zeit des ersten Weltkrieges betont, daß durchaus auch Fremdstoffimplantate dann angebracht scheinen, wenn das Lagergewebe selbst über ausreichende osteogenetische Potenzen verfügt (SCHLEGEL).

Um den Wert der Gerüstimplantationsmethode zu beurteilen, bedarf es dreier Voraussetzungen:

1) Einer jahrelangen Beobachtung des klinischen Verhaltens der Implantate,

2) einer radiograhischen Kontrolle der Reaktion des anliegenden Knochengewebes,

3) Der Erhebung histologischer Befunde aus jenen Geweberegionen, die dem implantierten Fremdkörper unmittelbar anliegen, insbesondere des Bereiches der Stützpfeilerbasen, in dem der Übergang vom Mundhöhlenepithel in die tiefgelegene Bindegewebsschicht erfolgt, jener kritischen Zone, deren Gewebeverhalten für die Prognose der Gerüstimplantationsmethode von besonderer Bedeutung ist.
(WANDERER, KOVACS, SZIRMAK).

REICHENBACH berichtet über 15 Implantat-Fälle. Davon waren 12 Implantate im Unterkiefer und 3 im Oberkiefer. In 12 Fällen wurden Nachuntersuchungen durchgeführt. Von einem weiteren Fall liegt ein schriftlicher Bericht vor, daß das Implantat nach 8 Jahren noch voll funktionsfähig ist.

Bei vier Patienten wurden die Implantate wegen entzündlicher Veränderungen planmässig entfernt; die hier erzielte längste Tragzeit betrug 8,8 Jahre, die verbleibenden 8 Patienten tragen die Implantate noch, die Tragezeit reicht von 5,5 bis 9 Jahre.

KÖHLE berichtet über 34 Implantationen, davon 18 im Ober- und 16 im Unterkiefer, die in den Jahren von 1953 - 1963 eingesetzt wurden. Als Material wurde Tantalnetz und Wisil verwendet.

Eingeheilt sind primär alle Implantate, bei der 10-Jahreskontrolle waren bereits 16 Implantate entfernt, davon 10 im Oberkiefer und 6 im Unterkiefer. Der Grund für die Entfernung im Oberkiefer war in 9 Fällen ein starkes Freiliegen des Implantates mit entzündlichen Veränderungen der Umgebung. Bei einem war ein mehrfaches Gaumenabszeß der Grund. Im Unterkiefer wurde in allen 6 Fällen das Gerüst wegen starken Freiliegens des Implantates entfernt. Im allgemeinen waren Infiltrate, Fiestelbildungen und Taschen an den Pfeilern nachzuweisen. Die Kontrolle aller Fälle zeigte einen beträchtlichen Knochenabbau.

KALLENBERGER und MAEGLIN machten histologische Untersuchungen der Schleimhaut im Zapfenbereich nach mehrmonatigem Tragen des Implantates. Bei allen 8 untersuchten Patienten waren die Implantate klinisch reaktionslos eingeheilt. Die histologische Untersuchung ergab eine Gingivitis marginalis. Es zeigte sich ein Plattenepithel. Die oberflächlichen Zellschichten des Plattenepithels zeigten Parakeratose. Das Bindegewebe der Tunica propria war sehr unterschiedlich von plasmazellulärem lymphocytären Infiltraten durchsetzt.

Nach VARGA entsprechen die Legierungen vom Vitallium-Typ dem Zweck am besten, da aus ihnen das Gerüst samt dem Pfeiler aus einem Stück gegossen werden kann.

Ein solchermaßen hergestelltes Gerüst kann der Knochenoberfläche genau angepaßt werden und unter dem Periost gut Platz finden. Wird die Befestigung nach der von KEMENY-VARGA empfohlenen Methode vorgenommen, in dem ein Ausläufer des Gerüstes in der retromolaren Gegend angebracht wird, so kann man auf alle sonstigen Befestigungsarten wie Nagelung oder Schraubenfixation verzichten. Dazu meint REICHENBACH, daß solche Befestigungen erfahrungsgemäß stets ungünstige Reaktionen von seiten des Knochens verursachen. VARGA's Schnittführung bei der Operation folgt entlang dem Kieferkamm. Der Vorteil dabei ist eine bessere Blutversorgung beider Wundhälften, zu deren Vereinigung VARGA eine Matrazennaht empfiehlt. Was den "Epithelansatz" an den Gerüststiften betrifft, so hält VARGA die Tierversuche für nicht unbedingt beweiskräftig. Da durch das Implantat der Knochen einer starken Belastung unterworfen wird, meint VARGA, daß in erster Linie der Unterkiefer mit kompakter Knochensubstanz zur Aufnahme subperiostaler Implantate geeignet ist. Anzeichen dafür, daß solche Implantate carcinogen wirken, liegen nicht vor.

Seit einigen Jahren bereits wurden von SKALOUD zum Ersatz von Unterkieferdefekten und zur Neubildung von Kiefergelenkköpfen aus Vitallium hergestellte Metallenthesen in 38 Fällen implantiert. Trotz mancher Mißerfolge (30 %) kann festgestellt werden, daß diese Vitallium-Allenthesen in der Mehrzahl gut anheilen. Die Beobachtungsdauer betrug bis zu 5 Jahren.

Somit scheint die subperiostale Implantation auf Grund der bisherigen Erfahrungen eine vielversprechende Methode zu sein. Die Indikation beansprucht unbedingt sehr sorgfältige Erwägungen, was in noch höherem Maße für die Durchführung der Operation selbst gilt.

BOROS machte histologische Untersuchungen von dem das Implantat umgebenden Gewebe. Unter anderem berichtet er über eine Untersuchung von einem Teil der Schleimhaut um den Zapfen in einem mißlungenen Fall, bei welchem das Gerüst wegen entzündlicher Erscheinungen entfernt werden mußte. In dem Präparat waren Rundzelleninfiltrationen in dem kallogenen Bindegewebe zu beobachten. Das Epithel zeigte eine Wucherungstendenz, welche in gewisser Hinsicht der bei chronischen Gingivitiden gleicht.

Im wesentlichen könne man annehmen, daß der Organismus sich auch im Kieferbereich durch eine Abkapselung gegen den Fremdkörper wehre, wenn

eine Resorption des Corpus alienum unmöglich ist.

Die histologischen Veränderungen in Zusammenhang mit der Implantation seien von mechanischen, funktionellen Einflüssen und von materiellen Eigenschaften des Implantates abhängig, abgesehen von der konstitutionellen Reaktion und den Abwehrkräften des Patienten.

ARMANDOW machte Tierversuche mit Golddraht (24-karätiges Degusa Gold) als subperiostales Implantat.

Er bog Golddraht in Form einer "8" einer "3" oder eines "S" und adaptierte direkt auf Knochen (ohne Abdruck). Die Versuche dienten dem Zweck der Überprüfung der Periostreaktion bei einfach auf den Knochen aufgelegten und in die Corticalis versenkten Metallgerüste ohne mechanische Beanspruchung. ARMADOW stellte fest, daß die auf Knochen liegenden Metallgerüste schon nach einiger Zeit von 4 - 6 Wochen allseitig von Bindegewebe umschlossen waren.

An dieser Stelle bleibt das Periost aber nicht erhalten.

KILEBREU meint, daß ein Implantat-Zahnersatz schon nach 5 Jahren als ein Erfolg betrachtet werden kann. Seinen Erfahrungen nach soll man unter extremen Bedingungen nie ein maxillares Implantat machen. Eckzähne sollen mit herangezogen werden, um die Einwirkung horizontaler Kräfte auf das Implantat zu verringern. Der Patient soll vor dem Implantat 2 Jahre einen Schleimhaut-Zahnersatz getragen haben.

Man versuchte bei totalen subperiostalen Implantaten die sichere Lagerung durch verschiedene Maßnahmen zu erreichen. Von BALOGH KEMENY und VARGA wurden die anatomischen Gegebenheiten ausgenützt, MARIANI vermehrte, PELLETIER und andere verringerten die Gitterstruktur, POPESAN hatte Metallstränge auf den Körper des Unterkiefers angebracht, FÖLDVARI hat der Größe und Form der Metallzapfen sowie der Unterbringung derselben in der Hauptrichtung der Belastung Bedeutung beigemessen. Andere Autoren glauben durch Anbringung von Ligaturen, Schrauben, Metallbolzen, Nieten oder durch Fixationsfurchen im Knochenfundament den Primärhalt des Metallgerüstes verstärken zu können (KOVACS - SZIRMAK)

Unter jedem Stahlgerüstimplantat tritt eine Knochenatrophie durch den Kaudruck auf. Klinisch ist das Kürzerwerden der Implantatstifte charakteristisch. Dieses beobachtet man besonders bei Patienten, die sich zumuten, unbeschränkt wieder harte Speisen zu kauen (RITTER).

RITTER berichtet über von ihm eingegliederte Implantate, die schon 8 1/2 Jahre reaktionslos im Munde liegen und daß andere Autoren, insbesondere die Amerikaner eine 13 - 15jährige Erfahrung haben. Die Möglichkeit einer Krebsentstehung durch das Implantat lehnt RITTER ab, da das Implantat aus einer korrosionsfreien Legierung besteht.

Die Lebensdauer der Implantate ist sehr unterschiedlich. Die bisherigen Erfahrungen zeigen, daß die Zeitgrenze auf dem orthopädischen Gebiet 41 Jahre beträgt, während bei enossalen Kiefergerüsten 20 Jahre (STOCK und bei subperiostalen Implantaten 15 Jahre erreicht wurden (LHOTSKY).

Drei wichtige Punkte der Implantierung sind: (LHOTSKY)

a) Vorbereitungsperiode (allgemeine, lokale, psychische)

b) Implantationsphase (schonender chirurgischer Eingriff)

c) Nachbehandlungsperiode (auch nach Konsolidation).

Alle Implantate reagieren auf ihre gewebliche Umgebung erst nach einigen Monaten. Es gibt alloplastische Implantate, die im Gastgewebe unbiochemisch wirken können, d. h. der Organismus reicht nicht, Zersetzungsprodukte schadenlos abzuführen oder sie unschädlich zu machen. Diese chemisch bedingten pathologischen Erscheinungen hängen von Metallen (meistens Oxydationsprodukte von Eisen) oder von toxischen Reaktionen unbiochemischer Komponenten ab. In beiden Fällen geht es um die Metallose bzw. Plastose (Acrylose).

Die Vermeidung von Metallschäden ist eine Materialfrage. Unter dem Begriff "Metallschädigung" werden eine Reihe von wesensverschiedenen biologischen und metallargischen Vorgängen, ferner alle Formen einer Kontinuitätstrennung des Implantates in seiner Eigenschaft als mechanischer Krafträger zusammengefaßt. Eine Ordnung dieser Vorgänge mit ihren vielseitigen Aspekten läßt sich damit erreichen, daß am Metall als Mittelpunkt und aktiven Teil zwei Verhaltensweisen unterschieden werden:

a) eine allgemein bzw. endogen bedingte Reaktion, die allein auf der Tatsache beruht, daß der Metallkörper in einem korrosiven Medium liegt und sich dort als solcher mehr oder weniger edel verhält.

b) eine Reaktion des Metalls auf exogene Faktoren, worunter die besonderen biochemischen Einflüsse (schwankendes Ph, ungleiche

Belüftung mit O_2) und ungünstige mechanische Belastung zu verstehen sind. Alle diese Gesichtspunkte erfaßte MÜLLER in einer Tabelle und zwar unter Beschränkung auf die verträglicheren modernen Metalle, womit z.B. schwerere chemische Schädigungen des Metalles und eine Intoxikation des Körpers a priori wegfallen, andererseits aber differenziertere Vorgänge wie Lokalelementbildung durch unterschiedliche Sauerstoffzufuhr, Kontakt- und Reibkorrosion, Lochfraß usw. neu hinzukommen. Lochfraß ist eine spezifische Eigenschaft des rostfreien Stahls, dessen Existenz der Chirurg berücksichtigen muß.

Endogene Faktoren der Korrosion

- Unedles Metall
- Instabilität der Passivschicht
- Lokalströme: verschiedene Metalle, verformtes Metall, "Metalltransfer" durch unedles Werkzeug,
- Materialfehler

Exogene Faktoren der Korrosion

1) Besondere Bedingungen im Gewebsmilieu zeitlich und örtlich wechselndes Ph, Differenzen im O_2-Gehalt.

2) Ungünstige mechanische Belastung.

Mechanische und biologische Folgeerscheinungen

1) Korrosion
- Spaltkorrosion
- Kontaktkorrosion
- Reibkorrosion
- Lochfraß
- Spannungskorrosion
- Ermüdungskorrosion (Gewaltbruch)

2) Metallose
- Schädigung wegen Verdrängung durch zu großes Implantat
- Imprägnation des Gewebes
- Vitalitätsminderung

3) Lockerung, Schwächung oder sogar Zusammenbruch des Implantates als Kraftträger.

Aus der dargestellten Tabelle lassen sich die klinisch bedeutsamen Folgeerscheinungen herleiten; die Metallose, bzw. Gewebsreaktion auf der einen, die Schädigungen des Implantates durch Festigkeitsverlust bis zum Zusammenbruch auf der anderen Seite (MÜLLER).

Nach MÜLLER's Feststellungen neigen alle Metalle zu zwei Zuständen: der "aktiven" und "passiven" Korrosionsanfälligkeit. Träger des passiven Zustandes ist eine dünne, mit gewöhnlichen Beobachtungsmitteln unsichtbare Deckschicht, wahrscheinlich aus einer echten Verbindung von Sauerstoff mit dem Metall. Darum ist für dieses Phänomen die Anwesenheit von Sauerstoff maßgebend. Tritt aber Mangel an Sauerstoff wie z. B. zwischen Schraube und Platte ein, wo in einem engen Spalt derElektrolyt derart stagniert und an Sauerstoff verarmt ist, wird eine Korrosion (Spaltkorrosion) auftreten, und das anliegende Gewebe mit Korrosionsprodukten durchsetzen. Auf der einen Seite kannes zu einem Gewaltbruch des Implantates kommen und auf der anderen Seite wird die Zellvitalität durch Metallose beeinträchtigt (MÜLLER).

Erstmals hat NICOLE, später haben auch andere Autoren auf spektroskopischem Wege zeigen können, daß die Zerfallsprodukte des Metalls in das umliegende Gewebe übertreten. In Schafversuchen zeigte sich z. B. Reinnickel (Bestandteil der rostfreien Stahllegierung) außerordentlich korrosionsanfällig. Darum sollte man die Vernickelung von Osteosynthesematerial endgültig aufgeben. (MÜLLER)

Untersuchungsergebnisse alloplastischer Implantate

1) Acrylisches Implantat (nach NASTELL)

a) biochemisch erfüllt die Konstruktion alle Anforderungen.

b) Biochemisch bzw. biostatisch stimmen die Eigenschaften des Implantates mit den entsprechenden Ansprüchen nur teilweise überein. Die biostatische Lage des Implantates wird einerseits durch keilförmige Retention (i. d. Spongiosa) und andererseits durch m. Masseter und m. pterygoideus medialis gesichert, indem die anderen Kiefermuskeln funktionslos auftreten. Diese Gerüststatik reicht aber nur in der Ruhelage aus. Nach Versor-

sorgung des Gerüstes durch eine abnehmbare Prothese treten Spannungen und Deformationen hervor, die auf die gewebliche Umgebung übertragen werden.

All dies deutet auf folgenden Mangel hin:

- Knochenspongiosa ist zu empfindlich und die Retention zu umfangarm.
- Kunststoffimplantat (auch mit einer Drahtarmatur verstärkt) weist eine niedrigere Biegungsfestigkeit, dagegen eine größere Elastizität auf.
- Die Kiefermuskulatur ist nur teilweise in die Funktion eingegliedert worden (M. Masseter).

Treten all diese Mängel auf, ist mit einem Entblößungsprozess des Implantates zu rechnen (LHOTSKY).

Unterkiefer-Implantat

2) Drahtimplantat (nach KIRSCHNER)

Das Implantat stellt einen Stahldraht dar, der den teilweise resezierten Unterkiefer intramedullär fixieren soll. Nach LHOTSKY entspricht das Implantat weder biochemischen noch biomechanischen Anforderungen weil

a) der Draht durch Biegen zugerichtet wird (mechanische Entwertung),

b) der Draht durch Kaufunktion überlastet wird, wodurch innere Spannungen entstehen, die wiederum Korrosionserscheinungen nach 4 Monaten hervorrufen.

Biostatisch reicht die Drahtfixation aus, soweit sie nicht beansprucht wird (LHOTSKY).

Der biodynamische Wert des Drahtimplantates ist sehr fraglich. Der Draht läßt sich formen (Vorteil bei der Operation) aber er unterliegt der Kaudeformation, die besonders im Bereich der Austrittstellen des Drahtes aus dem Knochengewebe in Erscheinung tritt und eine Knochenresorption bedingt (LHOTSKY).

In den ersten 6 Monaten nach der Operation treten bei 62 % aller Fälle Mißerfolge auf, die zu Abszess- sowie Fistelbildung und Entblößung führen (LHOTSKY).

Skelettierte Metallkonstruktion bzw. mit einem kunststofflichen Überzug (Silikon, Teflon)

Die biodynamische skelettierte Konstruktion wird gekennzeichnet durch:

a) dieselbe Biegungsfestigkeit, wie die des Unterkieferknochens,

b) dieselbeElastizität,

c) ausreichende Fixation, um das biofunktionelle Gleichgewicht sichern zu können,

d) leichtes, festes Skelett, das die Berücksichtigung aller Muskelansätze gewährleistet.
Das Gerüst soll möglichst genau dem zur Resketion bestimmten Kieferteil entsprechen.

Die älteste Konstruktion dieser Art erreicht heuer 13 Jahre.
(GENEST - LHOTSKY)

IV. IMPLANTATMATERIAL

Es gibt kein Material, das allen Anforderungen gerecht wird. Die Verwendung von Fremdstoffen (Alloplastik) wird auf Ausnahmen beschränkt, da der Vorteil unnötiger Entnahmeoperationen durch erhebliche Nachteile eingeschränkt wird (MANN, SCHLEGEL). Jedes, auch das reizlos einheilende alloplastische Implantat wird von einer Fremdkörpermembran umgeben und kann noch nach Jahren ausgestoßen werden. Beim Auftreten entzündlicher Reaktionen ist die Elimination meist unvermeidlich. Dazu kommt die Möglichkeit einer sich noch nach Jahren manifestierenden Krebsbildung. In Tierversuchen konnte nachgewiesen werden, daß Edelmetalle, Elfenbein und andere Verbindungen, wenn sie in Form großflächiger Folien implantiert wurden, in etwa 80 % zu Sarkomen führten. Von den körpereigenen Materialien zeichnet sich vor allem das Knorpelgewebe durch seine nutritive Ausformungslosigkeit aus (KLANN).

In vielen Fällen erweist sich der Knochen, trotz seiner Starrheit als das zweckmässigste Implantationsmaterial. Auch Knorpel-Knochenspäne der 3. oder 4. Rippe werden verwendet. Frisch verpflanzter körpereigener - autoplastischer Knochen ist den arteigenen - homologen und den artfremden heterologen Implantaten überlegen (MANN, SCHLEGEL).

Es erwächst also dem Operateur immer die Pflicht, im Einzelfall das am besten geeignete Gewebe oder alloplastische Stoffe auszusuchen (SCHLEGEL).

Knochenplastik

Homoplastik:

Eigenknochen scheint biologisch die Vorzüge auf sich zu vereinen. Praktisch jedoch stehen seinem Einsatz aber doch gelegentlich erhebliche Bedenken entgegen. Die Vorzüge der Autoplastik sind bekannt: gute und rasche Einheilung wegen der absoluten Gewebsverträglichkeit, kaum eine Gefahr der Implantatinfektion, falls unter aseptischen Kauteilen operiert wurde, da der Eigenspan rasch wieder Anschluß an den Körperkreislauf gewinnt und die Zeit der erforderlichen Ruhigstellung naturgemäß verkürzt wird (SCHLEGEL).

Demgegenüber stehen aber die Nachteile der Autoplastik:

sterile Operationsbedingungen für den erforderlichen Zweitangriff, d. h. für den Kranken zusätzliche Schmerzen, weitere Narben, gelegentlich auch Kompli

kationen an der Entnahmestelle wie Pneumothorax (Rippenspan), pathologische Fraktur (Tibiaspan) oder Thrombosierungen, ja sogar tödliche Embolien (Beckenspan). Außerdem kann auch nach Kieferresektion wegen eines malignen Blastoms die vorgesehene Nachbestrahlung durch ein frühzeitiges Eigenimplantat erschwert werden. (Spanosteomyelitis, Tumorrezidiv). (SCHLEGEL).

Heteroplastik:

Das konservierte Knochenmaterial wird durch einfaches Einlegen in Cialit-Lösung 1:3000 gewonnen und zugleich bei regelmäßiger Erneuerung des Konservierungsmittels und gleichzeitiger Kontrolle auf Keimfreiheit aufbewahrt. Die fast unbegrenzte Haltbarkeit eines nach modernen Erkenntnissen aufbereiteten Knochenmaterials stellt bei richtiger Organisation jetzt jederzeit ausreichend Transplantationsgewebe bereit.

Das Anwendungsgebiet der Konservenknochen in der Kieferchirurgie wird durch die Erkenntnis bestimmt, daß im Gegensatz zum Eigenspan der Fremdknochen über keinerlei osteogenetische Potenzen verfügt. Er ist nur in Lexers "ersatzstarkem Lager "vertretbar zur Cystenfüllung, als keilförmiges Knochenimplantat bei der Paradentose, zum Ausgleich von Alveolarfortsatzeinziehungen in der sonst geschlossenen Zahnreihe bei Einzelzahnverlust und bei ähnlichen Eingriffen der mittleren zahnärztlichen Chirurgie (SCHLEGEL).

Beim Kieler Knochenspan handelt es sich um eiweißarme, fettfreie Heteroplastiken vom neugeborenen Kalb (MAATZ, BAUERMEISTER). Es wird in klinisch bewährten Standartformen gebrauchsfertig verschickbar hergestellt. Im Serum spanversorgter Patienten ließen sich keine Antikörper nachweisen. Bei Pseudoarthrosen und verzögerten Frakturheilungen bewährte sich die subperiostale Anwendung ausreichend vieler flacher Späne aus feinmaschiger Spongiosa bei exakter Ruhigstellung.

Das verwendete Spanpräparat ist in der Struktur und Größe genormt. Es wird seit einigen Jahren von der pharmazeutischen Industrie serienmäßig hergestellt und geliefert. (Hersteller: Med. pharm. Werke B. Braun, Melsungen). (BÜRKLE de la CAMP).

Nur der Eigenspan verfügt über einen klinisch verwertbaren Hang zum Knochenneubau, während der Fremdknochen "tot" im Gewebe lagert und nicht zu einer Osteogenese aus eigener Kraft fähig ist. Der Fremdspan wird sogar im Lauf der Zeit vom Lagergewebe aus abgebaut, so daß eine Spontanfraktur die

zwangsläufige Folge sein wird. Damit rangiert der "inaktive" Fremdknochen bei der Korrektur größerer Knochendefekte im praktischen Wert hinter der Alloplastik (SCHLEGEL).

Soll der Span eine Knochenlücke überbrücken, die in einem Röntgenbestrahlungsfeld liegt, so ist der Fremdknochen absolut ungeeignet. Einmal absorbiert er die Eigenknochen und erhält damit Tumornester und verfällt selbst der Ausstoßung und zum anderen wird die Umgebungsentzündung um den Fremdspan durch die Röntgenreizung noch provoziert (SCHLEGEL).

Alloplastik

In dem die Beschaffung natürlicher Gewebe (Knorpel-Knochengewebe) stets eine weitere Operation darstellt und die Existenz dieser Transplantate im Organismus eine dauernde Lösung nicht mit sich bringen muß, kehrt die moderne rekonstruktive Chirurgie wiederum zu alloplastischen Materialien zurück, soweit sie allerdings indiziert sind (LHOTSKY, REICHENBACH, SCHLEGEL).

Unter den alloplastischen Materialien behaupten gegenwärtig trotz aller Kassandra-Rufe die Acrylate und die subperiostalen Gerüstimplantate auch weiterhin ihren Platz (SCHLEGEL, REICHENBACH). Kein Wunder angesichts der Tatsache, daß auch hier wesentliche Vorteile vorliegen, wie die fast immer erreichbare ungestörte Einheilung, selbst gelegentlich bei enoralem Operationsweg (Gerüstimplantate), die ausgezeichnete Belastungsfähigkeit bei hoher Festigkeit und Elastizität, die Leichtigkeit der Acrylate und ihre Strahlendurchlässigkeit.

Nachteilig wirkt sich die immer mögliche Sekundärinfektion auch des eingeheilten Spanes auf dem Blutweg (Endothese) oder über die "Pfeilertaschen" bei Gerüstimplantaten aus. (SCHLEGEL)

Um Mißerfolge bei alloplastischen Implantaten auszuschließen, müssen Biologe, Chirurg, Anatome, Chemiker sowie Technologe und auch der Patient zusammenarbeiten (LHOTSKY).

Eine echte Indikation zur Acrylat-Alloplastik besteht im kieferchirurgischen Fachgebiet nach Kieferteilresektionen wegen eines Blastoms.

Bei inoperablen Karzinomen wählen wir ein perforiertes Implantat. Die bindegewebige Durchwachsung des Acrylates führt dann zu seiner unverrückbaren

Lage im vorgesehenen Bett und ermöglicht so auf lange Zeit die erwünschte mechanische Stützfunktion. Der Kieferersatz kann dann sogar durch eine schleimhautgetragene Prothese behutsam belastet werden. Das in Biegsamkeit, Elastizität usw. ganz anderen Gesetzen gehorchende Acrylat kann ohne Einbuße an funktioneller Wertigkeit weitauszierlicher als der zu ersetzende Knochenanteil gehalten werden. Man verwendet daher jetzt fast immer fertige, halbrunde oder runde Polyvenylstange aus glasularem Werkstoff, die auskochbar sind und außerdem den Vorzug wiederkehrender Thermoplastizität besitzen. Zur Fixierung des Acrylatspanes muß man mit Rücksicht auf die bevorstehende Röntgentherapie (Streustrahlen) auf die sonst bewährte Drahtnaht verzichten und statt dessen Perlonfäden und ähnliches Material verwenden.

Über die Gefahren von Karzinombildungen bei Kunststoffimplantaten ist zu sagen, daß diese bei Menschen bisher noch nicht beobachtet wurden.

Was die Metallimplantate anbelangt, hat man in den 25 Jahren ihrer Verwendung 6 000 000 mal in der Chirurgie Kobalt-Chrom-Molybdan-Legierungen implantiert, ohne daß auch nur einmal Blastome entstanden wären. (SCHLEGEL)

Als Legierung für die Implantate kommen entweder Kobaltlegierungen, z. B. Vitallium oder die rostfreien V_2A - bzw. V_4A-Stähle in Frage. Der ältere rostfreie Stahl V_2A-Typus mit 18 % Chrom und 8 % Nickel liegt an der Grenze der Korrosionsresistenz und Verträglichkeit, wogegen der neue Stahl des V_4A-Typs (AISI 316 nach amerikanischen Normen) mit höherem Nickelgehalt und Molybdänzusatz - noch etwas stärker als Vitallium - so edel sind, daß sie praktisch allen Anforderungen der Verträglichkeit genügen. Man muß sich bewußt sein, daß es das ideale Metall für Implantate

- volle Gewebsverträglichkeit vereint mit höchster mechanischer Festigkeit - nicht gibt (MÜLLER).

Nach SCHWINDLING sind in Deutschland folgende Markenbezeichnungen für Stahlimplantate bekannt:

1) V_2A oder Wipla
   74 % Fe, 18 % Cr, 8 % Ni, weniger als 0,07 % C

2) Remanit 1880 SW
   72 % Fe, 18 % Cr, 10 % Ni, weniger als 0,07 % C

3) Pontica B1
   72 % Fe, 18 % Cr, 8 % Ni, weniger als 0,07 % C

4) BH 3 - Stahl

74 % Fe, 18 % Cr, 8 % Ni, weniger als 0,07 % C

Eisen als Hauptbestandteil jeden Stahls ist sehr wenig korrosionsbeständig. Durch die Legierungskomponente Kohlenstoff entstehen erst die Eigenschaften des Stahls. Das Gefüge des V_2A-Stahls zeichnet sich durch Gamma-Mischkristallphase (Austenit) aus reinem Eisen mit Zementit, Fe_3C aus.

Die 1909 von TAMMANN (Göttingen) und HAYNES (USA) entwickelte eisenfreie Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung wurde durch ERDLE und PRANGE als Gußlegierung 1932 in die Zahnheilkunde eingeführt, Krupp stellte sie als erster in Lizenz unter dem Namen VITALLIUM her. Die heute von KRUPP gelieferte Legierung heißt WISIL.

Vitallium und die anderen eisenfreien Legierungen sind heute die auf der Welt am meisten gebrauchten Legierungen für Implantationszwecke. Die einschlägigen deutschen Fabrikate sind WISIL, REMANIT GF, RESILIUM. VITALLIUM wird heute in den USA hergestellt.

REMENIT GF setzt sich zusammen aus 62 % Kobalt, 0,5 % Kohlenstoff, 30 % Chrom und 5 % Molybdän und unterscheidet sich sowohl in der Zusammensetzung, als in den Eigenschaften kaum von Vitallium.

Zur Verbesserung des Kristallgefüges und der mechanischen, wie korrosiven Eigenschaften werden verschiedene weitere Elemente, wie Mangan, und Silizium in geringen Mengen zulegiert.

Die mechanischen Daten von REMANIT GF:

Streckgrenze:	60	kg/qmm
Zugfestigkeit:	85	kg/qmm
Dehnung:	10	%
Brinellhärte:	325 (!)	kg/qmm
Schmelzpunkt:	1360 ^{o}	Celsius

Mit diesen Eigenschaften übertrifft Remanit GF die eisenhaltigen Chrom-Nickel-Legierungen. Seine Härte und Korrosionsfestigkeit lassen es für Osteosynthesen geeignet erscheinen.

Eine Legierung muß in diesem Zusammenhang noch weitere Forderungen erfüllen. Dazu gehört, daß die implantierten Legierungen mit ihrer Umgebung, dem Körpergewebe, welche als Elektrolyt wirkt, keine schädlichen Potentiale bilden. Jedes Metall und jede Legierung hat in homogenem Zustand in einem Elektrolyten bestimmter Konzentration ein der Konzentration entsprechendes Potential. Je nach Höhe des Potentials unterscheidet man edlere und unedlere Metalle, d. h. solche, mit geringerem oder größerem Lösungsdruck. Diese Staffelung ist in der Spannungsreihe festgelegt, in der Platin als edelstes Metall an erster Stelle steht und in welcher als Bezugslektrode die Wasserstoffelektrode mit $\pm$ 0 festgelegt ist. Aus der Größe des festgestellten Potentialgefälles lassen sich Rückschlüsse auf das Lösungsbestreben der betreffenden Legierung ziehen, besonders dann, wenn auf der Oberfläche des Metalles verschiedene Potentiale zur Bezugselektrode bei einheitlichem Ph des Elektrolyten gemessen wurden.

Es handelt sich dann um die sogenannte Pittingbildung, um die durch Lokalelemente verursachte elektrolytische Auflösung des Metalls, die Korrosion. Handelt es sich nur um geringe Spannungen von einigen Millivolt, so ist das elektrische Potential nicht groß genug, um Korrosion zu erzeugen. Diese Passivität kann durch falsche Behandlung wie häufiges, ungleichmässiges Glühen aufgehoben werden. Dadurch kann eine Korrosionsanfälligkeit erzeugt werden.

Diese Auflösungserscheinungen führen nun nicht nur zur Zerstörung des Metallstücks, sondern auch zur Metallose des Gewebes mit Begleiterscheinungen, wie leukozytärer Infiltration, Eiterbildung, Fistelbildung und Ausstoßung aus dem Gewebe. Modellversuche von SCHWINDLING, durchgeführt an Kobalt-Chrom-Molybdän-Implantaten, darunter an Remanit GF zeigen, daß die Behandlung der Oberfläche des Implantats durch Sandstrahlbehandlung und elektrolytische Feinpolitur nur eine geringe Änderung im Endpotential gegenüber einem guten Rohrguß ergibt. Dies steht im Gegensatz zu den bisher gültigen Schulmeinungen. Die Passivität kann durch eine Behandlung mit konzentrierter Salpetersäure noch zusätzlich verbessert werden. Der Effekt ist jedoch unwesentlich; SCHWINDLING stellte fest, daß Unterschiede im Ph, die zwischen 6, 7 und 7,3 bleiben, nur einen geringen Einfluß auf das Potential der Legierung haben. Das festgestellte hohe Potential der Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung läßt bei REMANIT GF auf gute Korrosionsbeständigkeit schließen.

Die Brauchbarkeit eines Metalls oder einer Legierung zu Implantationszwecken ist weiter davon abhängig, ob durch chemische oder elektrochemische Vorgänge Ionen aus dem Metallverband austreten, in das nachbarliche Gewebe eindringen und dort auf Grund ihrer chemischen Eigenschaften im Sinne einer spe-

ziellen Giftwirkung Noxen im biologischen Ablauf des Zell-lebens hervorrufen. Als Antriebskraft für die Ionenauswanderung gilt die elektromotorische Kraft entsprechend der vorhandenen Potentialdifferenz dieses elektrischen Elementes. Da die hier einschlägigen Versuche SCHWINDLING's mit guten Ergebnissen an Implantaten gemacht wurden, die sowohl mit der Gewebeflüssigkeit (ph = 7, 3) als auch dem Speichel (Ph = 6, 7) zugleich in Kontakt standen, darf man annehmen, daß endostale Implantate, die nur mit einem Elektrolyten in Berührung kommen, in dieser Beziehung günstigere Verhältnisse vorfinden.

Auch die chemischen Korrosionsversuche von SCHWINDLING ergaben, daß sich bei normal oberflächenbehandeltem Remanit GF im Anlieferungs- wie im rohgegossenen Zustand nach Herstellung der endgültigen Form des Implantates keine ausgewanderten Ionen der Komponenten der Legierung durch chemische Farbreaktionen nachweisen ließen. Die Versuche dürften Beweiskraft haben, da die chemischen Farbreaktionen die feinsten Mengen noch anzeigen. Angesichts der guten Ergebnisse auch in ungünstigen Verhältnissen darf man annehmen, daß Remanit GF in werkstofflicher Beziehung bei richtiger Verarbeitung gute Eigenschaften als Implantationsmaterial mitbringt.

Darüber hinaus wurde Remanit GF, Wisil und Vitallium von verschiedenen Autoren nicht nur im Tierversuch, sondern auch in der Gewebekultur auf seine biologische Wirkung auf Knochen und Weichgewebe untersucht. NICOLE, CAMPBELL - MEIROWSKI - HYDE stellten vergleichende Untersuchungen mit Hühnerfibroblasten, Fibroblasten von Ratte und Mensch an.

Die genannten Autoren testeten alle Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierungen, GAILLARD, MENEGAUX - ODIETTE alle 18/8 Stähle, also auch die V_2A - Stähle, die in Form von Nägeln, Platten und Schrauben chirurgisch zu Osteosynthesen verwendet werden.

Nach ihren Untersuchungsergebnissen haben alle nichtrostenden Stähle, also die 18/8-Chrom-Nickel-Stähle (=V_4A) und die Kobalt-Chrom-Molybdän-Stähle, keinen Einfluß auf das Zellwachstum.

Diese Behauptung steht im Gegensatz zu den praktischen Erfahrungen der Chirurgie, soweit es sich um Stähle des V_2A-Typs handelt, bei denen nachweislich schon Korrosionsstellen am Implantat und metallotische Schäden im nachbarlichen Gewebe gefunden wurden. Bei Verwendung von Vitallium, Remanit GF und Wisil traten in zahlreichen Menschen- und Tierversuchen diese Erscheinungen nicht auf (SMITH, PETERSEN, SEKORD - BRECK - STROCK - CAMERON - HENDERSON, VENABLE, STUCK, SCHWINDLING).

Eine nachträgliche Bestätigung für die Brauchbarkeit der Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierungen sinddie Versuche von CAMPBELL-MEIROWSKI-HYDE (1941) und NICOLE (1946) und SCHWINDLING (1960). Das Gewebekulturverfahren hat Beweiskraft, da die Zellen sehr schnell auf schädliche Einflüsse reagieren (GAILLARD).

SCHWINDLING zeigt an Hand von Mikroaufnahmen eines Remanit GF - Implantates in einer Hühnerfibroblastenkultur, das die Mitosen ungehemmt vor sich gehen. Die Zellen haben sich, ohne einen Hemmhof zu bilden, an das Metall angelegt und wachsen an seiner Oberfläche entlang. Dasselbe Ergebnis konnte er an Hand von Mikrophtogrammen einer Rattenfibroblasten-Kultur zeigen. Weiter konnte er in Zeitrafferaufnahmen nachweisen, daß Vitallium, Remanit GF und Wisil vom auswachsenden Zellgewebe nicht gemieden, sondern umwachsen werden. Die Fibroblasten lagern sich dicht an das Implantat an. Man darf daraus schließen, daß im lebenden Organismus eine ähnliche Anlagerung erfolgt, sofern keine anderweitigen Noxen, wie z. B. eine Infektion die Einheilung stören.

Nach dem eben Angeführten können die Ursachen nicht am Material an sich gesucht werden. Es ist seit langem bekannt, daß über eine Überbeanspruchung der Legierung z. B. durch unzweckmäßige Formgestaltung des Implantates in statischer Hinsicht, eine Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften der Legierung erfolgt. Durch übermäßige Dauerbiegbeanspruchung entsteht an der Stelle der Überdehnung bei V_2A-Stählen durch Einreißen des oberflächlichen Chromoxyfilms eine umschriebene Stelle, die für den Luftsauerstoff durchgängig ist, und somit zur Korrosion über die Eisenoxyde führen kann. Nach EVANS ist der Chromoxydfilm für die Korrosionsbeständigkeit der V_2A-Stähle verantwortlich, da Chrom ein niedrigeres Potential als Eisen hat und deshalb den Sauerstoff leichter binden kann. Diese Schutzschicht der V_2A-Stähle kann durch Kratzer, Einkerbung zerstört werden. Ihre Dicke wird mit 10 - 20 A^{o} angegeben. UHLIG und WULFF führen die Passivität der Legierung nicht auf die Oxydschicht zurück, sondern sehen die Ursache im atomaren Aufbau der Legierung. Beim Legieren sollen Chromatome den Eisenatomen, Elektronen entreißen, wodurch der Stahl passiv wird. Nach HOUDREMONT heben starke reduzierende Säuren diese Passivität auf.

Die bessere Korrosionsbeständigkeit der Kobald-Chrom-Molybdän-Legierungen gegen reduzierende und oxydierende Säuren wird auf den höheren Chromgehalt und den Molybdänzusatz zurückgeführt, der sich auch innerhalb der Legierung im Kristallgefüge auswirkt.

Nicht zuletzt liegen die Werte für die mechanischen Eigenschaften der Kobalt-Chrom-Molybdän-Stähle besonders ihrer Härte wesentlich höher als bei den V_2A-Stählen. Wipla-Stahl (= V_2A-Typ) hat eine Brinellhärte von 160 kg/qmm. Remanit GF hat 325 kg/qmm.

Bei Remanit GF kann auf Grund seiner Härte bei richtiger statischer Gestaltung der Implantate damit gerechnet werden, daß das Material nicht über seine normale Beanspruchbarkeit hinaus überfordert wird und seine Korrosionsfestigkeit verliert.

Bei V_2A-Stählen muß immer mit einem Nachlassen der Korrosionsfestigkeit gerechnet werden, sobald das Implantat einer höheren Dauerbiegebeanspruchung unterliegt. Dies bewiesen am besten die Mißerfolge mit der Drahtnaht aus dem üblichen Wipla-Draht. Um mit V_2A-Stählen Metallosen zu vermeiden, ist es also ebenfalls notwendig, die statische Form und Dicke des Implantates der geringeren Härte und Streckgrenze des Materials anzupassen und dafür zu sorgen, daß keine schädigenden mechanischen Einflüsse- wie zu große Dauerbiegebelastung und Kerbung der Oberfläche bei der Operation - die Korrosionsbeständigkeit herabsetzen.

Gestützt auf diese Ergebnisse kann man behaupten, daß Remanit GF und auch die V_2A-Stähle in werkstofflicher und biologischer Sicht brauchbare Legierungen darstellen, die in einer Stärke von 1,5 mm als Rundprofile den an sie gestellten Anforderungen gerecht werden.

Edelstähle, die mehr als 15 % Chrom und mehr als 7 % Nickel aufweisen, haben eine hohe Korrosionsbeständigkeit. Stähle mit niederem Chromgehalt (12 - 14 %) sind nur widerstandsfähig, wenn die Oberfläche glatt poliert ist (SCHWINDLING).

Die in Hühner- wie in Rattenfibroblastenkulturen getesteten Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierungen, Remanit GF und Wisil, die als Implantatmaterial für subperiostale Gerüste Verwendung finden, wiesen keine schädigende Wirkung auf das Zellgewebe auf. Zellwachstum, Zellteilung und histologisches Zellbild der Versuchskulturen entsprachen den Kontrollkulturen (SCHWINDLING).

MÜLLER bevorzugt V_4A rostfreien Stahl, der folgende Zusammensetzung aufweist: 17,5 % Chrom, 12 % Nickel, 2,5 % Molybdän unter 3 % Mangan und Silesium und maximal 0,06 % Kohlenstoff, der Rest ist Eisen.

Der rostfreie Stahl V_4A hat nach der Kaltverformung eine Festigkeit von 100 bis 120 kg/mm^2, liegt also bedeutend höher als gegossenes Vitallium, welches maximal 80 kg/mm^2 erreicht. Die Metallose des rostfreien Stahls V_4A wird vom Organismus ebensogut überwunden, wie die des Vitalliums. Der Kontakt der Schraube mit dem Knochen, wie er von WANGER untersucht wurde und die Spurenanalyse im Gewebe durch Ferguson zeigen tatsächlich keine Überlegenheit des Vitalliums, obwohl das Korrosionspotential leicht höher liegt.

Demgegenüber dürfen beim rostfreien Stahl gewisse Nachteile nicht übersehen werden. Selbst der beste rostfreie Stahl ist in halogen- und sauerstoffhaltigen Elektrolyten (Gewebe) für Lochfraß anfällig, der nach einigen Jahren merklich werden kann und die Gefahr lokaler Metallose einschließt; die mechanische Schwächung ist bedeutungslos. Andererseits sind die möglichen Schädigungen durch Spalt-Kontakt- und Reibkorrosion zu beachten (MÜLLER).

Die Rohmaterialien für die Implantate werden vom Stahlwerk soweit möglich, als Halbzeug bezogen und zwar in Form von Stangen für die Schrauben, Flachprofilen für die Platten, Röhren für die Marknägel usw. . Sie haben dann bereits eine Kaltverformung nach Vorschrift erfahren, die ihnen die einheitliche mechanische Festigkeit von 100 - 120 kg/mm^2 verleiht (MÜLLER, SCHWINDLING).

Nach SCHLEGEL sind Kunstharz-Implantate im Kopfgebiet nur dann zu wählen, wenn entweder kein knöchernes Material verfügbar oder eine Strahlentherapie des Gebietes vorgesehen ist. Alle anderen alloplastischen Materialien sind entbehrlich. Eine Sonderstellung kommt den subperiostalen Gerüstimplantaten aus metallischen Werkstoffen zu, deren begrenzter klinischer Wert anerkannt werden muß.

Für die klinische Verträglichkeit der implantierten Metallgerüste sind die Faktoren der Formgebung und der prothetischen Versorgung mitbestimmend, dazu noch der Materialfaktor und die Biologie der Mundhöhle (WUNDERER). Die letzten Ergebnisse auf dem metalurgischen Sektor unterstreichen die Bedeutung antimagnetischer Materialien, um der Korrosionsgefahr und damit Gewebeschädigungen im Sinne von Metallosen vorzubeugen (WUNDERER).

Hinsichtlich der Form des Gerüstes sind die Forderungen nach kleinstmöglicher Fremdkörpermenge in Relation zur größtmöglichen Extensionsfläche gebracht (WUNDERER).

V. ZUSAMMENFASSUNG

Die vorliegende Arbeit befaßt sich mit der Problematik der Verträglichkeit von homo-hetero- und alloplastischem Material unter besonderer Berücksichtigung in der Kieferchirurgie.

Die Problematik der Implantate bestand überwiegend darin, daß sie vom Körper nicht vertragen oder aber wegen Infektionsanfälligkeit unbrauchbar wurden.

Indiziert sind homo- hetero- oder alloplastische Materialien im Kieferbereich bei Ostesynthesen, zum Alveolarkammaufbau, zum Verschluß der Knochenwunde, Tuberplastik des Kiefergelenkes, zum Überbrücken der Alveolarfortsatzlücke bei Lippen-, Kiefer, Gaumenspalten und anderen Knochendefekten, sowie bei prothetischer Versorgung des zahnlosen Kiefers.

Homoplastisches Implantatgut (menschliches Knochen- und Knorpelgewebe) scheint biologisch alle Vorzüge auf sich zu vereinen; praktisch stehen seinem Einsatz aber doch gelegentlich erhebliche Bedenken entgegen. Als ein Nachteil der Autoplastik wird der zweifache chirurgische Eingriff betrachtet, mit bekannten Folgen wie Pneumothorax (Rippenspan) pathologische Fraktur (Tibiaspan) oder Thrombosierungen und tödliche Embolien (Beckenspan).

Schwierigkeiten im Sinne einer Wundheilstörung oder ähnl. sind sehr selten. Sie werden nur dann beobachtet, wenn die Spangröße zu umfangreich gewählt wurde oder die Weichteildecke des Spanes zu dürftig ist. Außerdem kann auch noch z. B. eine Kieferresektion wegen eines malignen Blastoms die vorgesehene Nachbestrahlung durch ein frühzeitiges Eigenimplantat erschwert werden.

Nach dem heutigen Stand der Konservierungsmethode bei tierischen Knochen- und Knorpelgeweben und der geringfügigen Nachteile wegen, wird eine Verwendung heteroplastischen Implantatgutes vor homoplastischem Material bevorzugt. Das trifft insbesondere beim sogenannten "Kieler Knochenspan" wegen seiner einfachen Haltbarkeit und des großen Verwendungsbereiches zu. Aus dem Vorrat lagerfähigen Spanmaterials in der Knochenbank kann die geeignete Spanform und Größe präoperativ hergerichtet werden.

Das Anwendungsgebiet der Konservenknochen in der Kieferchirurgie wird durch die Erkenntnis bestimmt, daß im Gegensatz zum Eigenspan der Fremdknochen über keinerlei osteogenetische Potenzen verfügt. "Kieler Knochenspan" aus Kompakta ist nach geteilter Meinung einiger Autoren resorbtionsanfällig, während ein Spongiosaspan dagegen gute Resultate bietet. Einen Nachteil jedoch hat der Spon-

giosaspan gegenüber dem Kompaktaspan in Bezug auf Stabilität. Beim "Kieler Knochenspan" handelt es sich um eiweißarme, fettfreie Heteroplastiken vom neugeborenen Kalb. Knochenspan wird in klinisch bewährten Standardformen gebrauchsfertig verschickbar hergestellt.

Im Serum spanversorgter Patienten ließen sich keine Antikörper nachweisen. Bei Pseudoarthrosen und verzögerten Frakturheilungen bewährte sich die subperiostale Anwendung ausreichend vieler flacher Späne aus feinmaschiger Spongiosa bei exakter Ruhigstellung. Das verwendete Spanpräparat ist in der Struktur und Größe genormt. Es wird seit einigen Jahren von der pharmazeutischen Industrie serienmäßig hergestellt und geliefert. Jeder Fremdspan wird im Lauf der Zeit vom Lagergewebe aus abgebaut, so daß eine Spontanfraktur die zwangsläufige Folge sein wird. Damit rangiert der inaktive Fremdknochen bei der Korrektur größerer Knochendefekte im praktischen Wert hinter der Alloplastik. Soll der Span eine Knochenlücke überbrücken, die in einem Röntgenbestrahlungsfeld liegt, so ist der Fremdknochen absolut ungeeignet. Einmal absorbiert er die Eigenknochen und erhält damit Tumornester und verfällt selbst der Ausstossung und zum anderen wird die Umgebungsentzündung um den Fremdspan durch die Röntgenreizung noch provoziert.

Die Implantierung von metallischen Körpern, sei es in Form von Draht, Schrauben, Bolzen, Spindeln mit endständigem Gewinde, Blättchen oder Gerüsten ist heute allgemein üblich.

Bei Metallen, die als Drähte, Nägel oder Schrauben mit dem Knochen an der Bruchstelle und dem Kallus im Bruchspalt in Berührung kommen, interessiert die Unlöslichkeit, Homogenität, mechanische Festigkeit, der feste Sitz im Knochen, die Oberflächenbeschaffenheit und ihre Liegedauer, Besonders die Fähigkeit des Implantates, Ionen in das umgebende Ph-Milieu des Gewebes abzugeben, gilt heute allgemein als eine der wesentlichen Ursachen für die Unverträglichkeit von Metallimplantaten. Dies führt zu einer toxischen Schädigung des Gewebes, der Metallose, die eine Kallusbildung ind Konsolidierung stark verzögern kann.

Bei perkutaner Osteosynthese werden heute Schraubenstifte aus rostfreiem Stahl mit großem Erfolg verwendet (External-pin-fixation). Komplikationen können hier auftreten, wenn die Schrauben zu dicht am Bruchspalt eingeschraubt werden und nur eine dünne Knochendecke zwischen Schraube und Frakturspalt besteht. Ein weiteres Problem kann es bei bezahntem Kiefer geben; da muß ein genügender Abstand von periapicalem Raum bestehen. Es gibt Autoren, die eine Knochennagelung an Stelle der erwähnten Schraubenfixierung bevorzugen. Eine zu hohe

Umdrehungszahl beim Bohren von Knochengewebe kann zu einer starken Erhitzung führen und damit eine Knochennekrose bedingen.

Bei Verschraubungen im Knochen kommt es gelegentlich zu Resorbtionserscheinungen. Perkutan geführte Schrauben hinterlassen zwangsläufig kleine, aber doch sichtbare Narben.

Die Vermeidung von Metallschäden ist eine Materialfrage. Unter dem Begriff "Metallschädigung" werden eine Reihe von wesensverschiedenen biologischen und metallurgischen Vorgängen, ferner alle Formen einer Kontinuitätstrennung des Implantates in seiner Eigenschaft als mechanischer Krafträger zusammengefaßt.

Alle Metalle neigen zu zwei Zuständen:

1) der "aktiven" und
2) der "passiven"

Korrosionsanfälligkeit. Träger des passiven Zustandes ist eine dünne, mit gewöhnlichen Beobachtungsmitteln unsichtbare Deckschicht, wahrscheinlich aus einer echten Verbindung von Sauerstoff mit dem Metall. Die Anwesenheit des Sauerstoffes ist dabei für die Korrosionsanfälligkeit Bedingung.

Als Legierung für die Implantate kommen entweder Kobaltlegierungen, z. B. Vitallium oder rostfreie V_2A bzw. V_4A-Stähle in Frage. Als gebräuchliche Legierungen gelten Vitallium, Remanit, GF, Wisil und Resilium.

Nach diesen Ausführungen muß man feststellen, daß es z. Zt noch kein Material gibt, das allen Anforderungen in idealer Weise gerecht wird.

Es erwächst also dem Operateur immer die Pflicht, im Einzelfall das am besten geeignete homo- oder heterologische Material auszuwählen.

LITERATUR - VERZEICHNIS

Arnaudow, M.

Die Verankerung der totalen Unterkieferprothese
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 6/1957

Arnaudow, M.

Tierversuche mit alloplastischen Materialien
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 6/1963

Axhausen, W.

Knochenbruchheilung
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 23/1961

Bauermeister, A. - Friedrich, K.

Die Anwendung des Kieler Knochenspanes zur Plastik nach Eden-Hybinette bei habitueller Schulterluxation
Zentralblatt für Chirurgie 40/1964

Barladjan, I.

Probleme des subperiostalen Stahlimplantates
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 5/1955

Behrman, S.J.

Implantation, Prinzipien, Methoden und Aussichten
Quintessenz 3/1956

Boros

Ergebnisse der histologischen Untersuchungen
Zahnärztetagung - Budapest 1956

Berger, J.

Zur Klinik und Therapie der Kieferfrakturen
Med. Diss. München 1965

Böhler

Technik der Knochenbruchbehandlung
Wien 1953

Bürkle de la Camp

Handbuch der gesamten Unfallheilkunde
Bd. 2/1955

Bürkle de la Camp

Die Anwendung des Kieler Knochenspanes zur Plastik nach Eden-Hybinette bei habitueller Schulterluxation
Zentralblatt für Chirurgie 1964

Ewdokimow - Wassilew

Hirurgitscheskaja Stomatologia
Moskwa 1959

Frenkel, G.

Die perkutane Osteosynthese nach Becker und ihre Indikation nach 6-jähriger Erfahrung in der Unterkieferbruchbehandlung
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 10/1961

Haym, J.

Zur Frage chirurgischer Kieferbruchbehandlung
Zahnärztliche Welt - Reform 12/1963

Hoffer, O. - Arlotta, P.

Behandlung von Unterkieferbrüchen mit Metallplättchen
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 11/1961

Häupl, Meyer, Schuchardt

Zahn- Mund- und Kieferheilkunde
München - Berlin 1955

Harnisch, H.

Die Behandlung von Unterkieferfrakturen durch extraorale Knochennagelung
Zahnärztliche Welt - Reform 15/1958

Kalienberg, K. - Maeglin, B.

Zur Frage der Einheilungsvorgänge bei Gerüstimplantaten
Schweizerische Monatsschrift für Zahnheilkunde 4/1957

Kanth, L.

Alloplastisches Implantat-Material
Zahnärztliche Welt-Reform 8/1964

Kovacs, G. - Szirmak, F.

Die zirkuläre Versteifung von partiellen oberen subperiostalen Freiendimplantaten
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift; 15/1963

Köle, H.

Metallische Gerüstimplantate in OK und UK
Österreichische Zeitschrift für Stomatologie 9/1963

Kraft, E.

Über die Steigerung der Funktion herausnehmbarer Prothesen durch Implantatverankerung
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 3/1957

Lhotsky, B.

Zur Verträglichkeit alloplastischer Implantate
Das Deutsche Zahnärzteblatt 11/1965

Mann, E.

Die Implantationsmaterialien
Zahnärztliche Welt-Reform 5/1964

Maatz, R.

Das Wesen des Kieler Spans
Zentralblatt für Chirurgie München 1960

Müller, M. - Allgöwer, M. - Willenegger, H.

Technik der operativen Frakturbehandlung
Springer Verl. Berlin 1963

Marziani, L.

Klinische und experimentelle Fortschritte der subperiostalen Gerüstimplantate aus Tantal
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 8/1955

Nikandrow, A. W.

Knochenautoplastik
Stomatologia- Moskwa 2/1961

Oulie, M.

Komplikationen bei der Gerüstimplantation
ihre Verhütung und Behebung
Quintessenz 1/1966

Oertel, W.

Zur Beurteilung der äußeren Knochennagelung bei Unterkieferfrakturen
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 11/1957

Reichenbach, E.

Alloplastische Implantate zur Verankerung zahnärztlicher Prothesen
Nova Acta Leopoldina, Bd. 26 No 164
(Zahnärztliche Mitteilungen 14/1964)

Reichenbach, E.

Subperiostale Gerüstimplantationen
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 7/1957

Ritter, R.

Zur Problematik der Gerüstimplantate in Ober- und Unterkiefer
Zahnärztliche Welt - Reform 11/1963

Schlegel, D.

Freier Knochenersatz im Kieferbereich unter besonderer Berücksichtigung der Fremdimplantate
München 1965

Schlegel, D.

Freier Knochenersatz durch Konservenmaterial in der zahnärztlichen Chirurgie.
Zahnärztliche Praxis München 1966, Jg. XVLI/10

Schweiber, L. - Axhausen, W.

Zur Frage der osteogenetischen Potenz des Kieler Knochenspans
Zentralblatt für Chirurgie 1965

Skaloud

Unsere Erfahrungen bei subperiostalen Implantationen
Zahnärztetagung - Budapest 1956

Schwindling, R.

Albplastische Implantate in der Zahnersatzkunde
Hanser Verl. München 1960

Wackerbauer, R.

Zur operativen Behandlung von Kiefergelenkköpfchenfrakturen
Med. Diss. München 1962

Wunderer, S.

Zehn Jahre Gerüstimplantationen - klinische Erfahrungen und histologische Befunde
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 3/1964

Varga, D.

Subperiostale Gerüstimplantationen
Zahnärztetagung Budapest 1956

Herrn Priv. Doz. Dr. MEYER danke ich für die Aufgabenstellung und manche Diskussion, in der ich wertvolle Hinweise erhielt.

Lebenslauf

Ich, Dobrivoje Tomic, geboren am 26.4.1931 in Boljevac (Jugoslavien) als Sohn des Kaufmanns Dusan Tomic und seiner Ehefrau Radmila, besuchte ab 1937 die Volksschule in Boljevac. Im Jahre 1952 beendete ich das Gymnasium in Belgrad, wo ich mein Abitur bestand.

Ich wählte als Berufsziel, meinem langjährigen Wunsch entsprechend, das Studienfach Zahnheilkunde und immatrikulierte mich 1953 an der Universität in Lyubljana (Jugoslavien).

Aus politischen Gründen verließ ich 1955 Jugoslavien und bekam Asyl in der Bundesrepublik Deutschland.

Im Sommersemester 1956 immatrikulierte ich mich an der Ludwig-Maximilians-Universität in München. Ich blieb die Jahre des Studiums in München und bestand am 11.11. 1961 das zahnärztliche Staatsexamen.

Die Bestellung als Zahnarzt erhielt ich am 1.7.1965.

Im November 1961 begann ich meine Tätigkeit als zahnärztlicher Assistent und im Mai 1965 eröffnete ich eine eigene Praxis, in München.

Die deutsche Staatsangehörigkeit besitze ich seit Juli 1965.

Ich bin verheiratet und habe zwei Kinder im Alter von 7 und 4 Jahren.